



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110420384 A

(43)申请公布日 2019.11.08

(21)申请号 201910796160.4

A61B 5/22(2006.01)

(22)申请日 2019.08.27

A61B 8/00(2006.01)

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 刘洪海 杨亦诚 周宇 杨兴晨
曾嘉

(74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司 31220

代理人 郑立

(51) Int. Cl.

A61N 1/36(2006.01)

A61N 1/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/0492(2006.01)

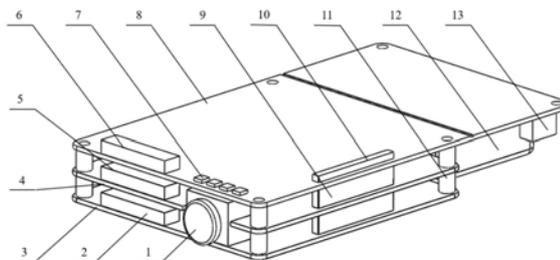
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置

(57)摘要

本发明公开了一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,属于医疗器械领域,包括肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板,分别连接高密度电极、A型超声探头和FSR薄膜力传感器。三块电路板都设置主控芯片电路,配置为主从工作模式。三块电路板共用电源管理电路和通信电路,设置在三块电路板其中之一。本发明在软硬件层面集成了肌电信号采集、A型超声信号采集、FSR薄膜力传感器信号采集与电刺激输出,它们既可以单独,也可以协同工作,实现多模态传感、自反馈功能性电刺激等多种功能。



1. 一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,包括外壳、肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板,所述肌电采集/电刺激输出电路板连接高密度电极,所述A超信号采集电路板连接标准A型超声探头,所述FSR薄膜力传感器信号采集电路板连接FSR薄膜力传感器。

2. 如权利要求1所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述肌电采集/电刺激输出电路板、所述A超信号采集电路板、所述FSR薄膜力传感器信号采集电路板均设置有主控芯片电路,其中一块电路板上的主控芯片电路控制其它两块电路板上的所述主控芯片电路功能的开启或关闭。

3. 如权利要求1所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,还包括开关、排母、排针、电池、电池接口、电源管理电路,所述电源管理电路设置于所述肌电采集/电刺激输出电路板、所述A超信号采集电路板、所述FSR薄膜力传感器信号采集电路板三块电路板其中之一,所述开关控制整个硬件系统的上电,所述电池通过所述电池接口连接到所述电源管理电路,所述电源管理电路将输入的电源电压转换为需要用到的电压值,并通过所述排母和所述排针组合的方式,给其它两块电路板提供电源。

4. 如权利要求1所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,还包括通信电路,所述通信电路设置于所述肌电采集/电刺激输出电路板、所述A超信号采集电路板、所述FSR薄膜力传感器信号采集电路板三块电路板其中之一,将所述三块电路板上的数字信号传输到上位机专用分析软件以供显示与处理。

5. 如权利要求1所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述肌电采集/电刺激输出电路板包括第一模式选择电路、第一通道选择电路、多通道肌电采集电路、多通道电刺激输出电路,所述第一模式选择电路控制所述高密度电极工作在肌电采集状态或电刺激状态,所述第一通道选择电路选择开启部分所述高密度电极。

6. 如权利要求5所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述肌电采集/电刺激输出电路板通过mini-HDMI接口连接到所述高密度电极。

7. 如权利要求1所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述A超信号采集电路板包括超声信号激励电路、回波信号处理电路、第二模式选择电路、第二通道选择电路,所述超声信号激励电路产生超声激励信号激励所述标准A型超声探头,所述标准A型超声探头产生超声波传播到人体,接收反射回来的超声回波信号,所述回波信号处理电路对所述超声回波信号进行处理,所述第二模式选择电路控制所述标准A型超声探头工作在超声激励状态或采集回波状态,所述第二通道选择电路选择开启部分所述标准A型超声探头。

8. 如权利要求7所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述超声信号激励电路通过SMA接口连接所述标准A型超声探头。

9. 如权利要求1所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述FSR薄膜力传感器信号采集电路板包括FSR传感器驱动电路、第三通道选择电路,所述FSR传感器驱动电路将FSR传感器的电阻变化转换为电压信号,所述第三通道选择电路选择开启部分所述FSR传感器。

10. 如权利要求9所述的多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,其特征在于,所述FSR传感器驱动电路通过耳机口连接所述FSR传感器。

一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置。

背景技术

[0002] 肌电图 (electromyography, 英文简称EMG), 是应用电子学仪器记录肌肉静止或收缩时的电活动, 及应用电刺激检查神经、肌肉兴奋及传导功能的方法。通过此检查能够确定周神经、神经元、神经肌肉接头及肌肉本身的功能状态。

[0003] 超声信号检测技术在现代医学领域的应用主要为超声诊断和超声治疗。由于超声波具有无电离辐射、对人体无害且制造成本低等特点, 近20年来, 研究者开始探索并尝试将其研究成果应用于人机接口领域。超声肌肉运动检测技术是根据高频超声能够穿透人体组织, 并且在不同声阻抗的人体组织分界面上产生回波的特性, 利用回波信号解调人体内部肌肉动态的技术。该技术主要包括二维超声 (B超) 和一维超声 (A超)。B超由于能够以图像形式实现对人体内部组织的可视化, 所以B超常被用作人体内部组织变化的检查。然而, 获取B超图像需要使用更多的超声传感探头, 这就导致市面上的B超检查设备都有体积大、设备成本高、探头笨重、设备不可穿戴等缺点, 这些缺点也限制了B超设备在超声人机接口中的应用。使用A超的人机接口设计能够有效地避免这些不足。

[0004] FSR指薄膜压力传感器, 核心是测量电阻变化。一般来说它们的电阻值在压力作用时会发生明显变化, 常用于压力检测。由于FSR形状薄, 柔性好, 适用于集成到可穿戴设备上, 通过检测其电阻值变化获得运动时的压力/应变信息。

[0005] 针对人体的表面电刺激是指利用一定强度的低频脉冲电流, 通过预先设定的程序来刺激一组或多组肌肉纤维或运动神经, 用于实现运动功能康复, 即所知的功能性电刺激; 或用来提供知觉反馈, 即所知的经皮神经电刺激。随着技术和研究的发展, 表面电刺激从初期以改善或恢复被刺激肌肉或肌群功能为目的的功能性电刺激, 逐步延伸出缓解疼痛、人体感觉再现应用。在假肢领域, 电刺激反馈能够提高病人对假肢的本体感受。

[0006] 常用的人机接口表面电极有干电极与湿电极之分。高密度电极一方面需要用来采集肌电信号, 同时也用作电刺激输出电极。采集用电极往往干电极与湿电极都是可以的。但是使用干电极电刺激输出时, 往往会带来刺痛、灼烧感, 因此并不适用。在实现电刺激和肌电采集兼容的问题上, 可以采用分时进行的方式, 也可以采用同步进行, 再对肌电信号滤波的方式。

[0007] 现阶段实现闭环反馈的电刺激的技术方案中, 肌电采集装置和电刺激装置大多是分开的, 并且对肌电采集装置与肌电信号的分析已有丰富的研究, 对电刺激装置与电刺激的研究与应用相对较少。这样的肌电采集-电刺激装置往往是医用的, 肌电用于肌肉运动功能的诊断评估, 相应的在这样的系统中电刺激大多用于肌肉运动功能的康复。肌电采集与电刺激分开的技术方案带来的问题是电刺激的效果得不到客观的评价, 不能实现真正客观意义上的闭环控制, 例如通过肌电去评价电刺激引发的肌肉运动功能的康复效果, 并且进

一步调节电刺激输出。

[0008] 目前也有部分技术方案集成了肌电与电刺激功能,通过对同一对电极分时进行肌电采集与电刺激输出,可以在一定程度上保证肌电信号的稳定。另外,高密度电极常常在高密度肌电采集的任务中被使用;在电刺激的任务中,使用高密度电极可以带来空间位置分辨能力,在表面电刺激的研究中也被独立使用。

[0009] 总之,现有医疗康复用的带有反馈的闭环电刺激方案中,反馈信号主要是肌电信号。肌电采集与电刺激分别使用不同仪器,或者采用分时工作的方式避免干扰。同一时间高密度电极仅被单独用作肌电采集电极或电刺激电极。

[0010] 现有肌电采集与电刺激分开的技术方案的主要问题在于:

[0011] 1) 设备分离导致整体体积偏大,价格昂贵,操作复杂;

[0012] 2) 设备分离导致难以实现肌电信号与电刺激信号的自反馈与调节,难以通过肌电信号评价电刺激的效果,也难以通过对肌电信号的分析实现电刺激参数的自动调节等功能;

[0013] 3) 设备分离时电刺激电流信号给肌电信号的采集带来的干扰只能通过软件处理来消减,难以在硬件层面优化信号质量;

[0014] 现有肌电采集与电刺激集成并分时工作的技术方案的主要问题在于:

[0015] 4) 分时工作方式时一方面电刺激信号也有部分干扰,同时采集的肌电信号是有缺失的,并非准确是电刺激作用时引发肌肉收缩产生的;

[0016] 5) 长时间运动肌肉会产生疲劳现象,肌电信号的质量会显著下降,对单一的肌电信号的分析与评估并不可靠;

[0017] 6) 现有的肌电电刺激集成设备受肌肉疲劳,长时间电刺激导致肌肉反应变差影响,难以保证长时间有效使用;

[0018] 现有高密度电极单独用作肌电采集或者电刺激的技术方案的主要问题在于:

[0019] 7) 高密度电极单独用作采集电极或者刺激电极时往往只用到其中少数几对电极,高密度电极没有得到充分的利用。

[0020] 因此,本领域的技术人员致力于开发一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,实现肌电信号采集、A型超声信号采集、FSR薄膜力传感器信号采集与电刺激输出这四个功能的集成。

发明内容

[0021] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是肌电信号采集、A型超声信号采集、FSR薄膜力传感器信号采集与电刺激输出功能的集成,具体包括:

[0022] 1) 电刺激与肌电采集的集成,实现设备的小型化与使用的便捷化;

[0023] 2) 电刺激与肌电采集的集成,在同一设备上实现肌电信号与电刺激信号的交互,为实现诸如通过肌电信号评价电刺激的效果,通过肌电信号的评价实现电刺激参数的自动调节等功能提供了可能;

[0024] 3) 电刺激与肌电采集的集成,在硬件层面上可以增加电刺激信号与肌电采集信号的隔离,提高肌电信号质量;

[0025] 4) 高密度电极既可以用作肌电采集电极,又可以用作电刺激输出电极,使其得到

充分利用；

[0026] 5) 利用高密度电极密度大的优势,结合硬件隔离、软件滤波,可以实现同时使用指定电极电刺激与临近位置电极采集多通道的肌电信号,有效提高对电刺激引发的运动效果评估的准确性;

[0027] 6) 通过集成A型超声与FSR构建多模态传感系统,丰富肌肉运动时的信号源,有效改进单一的肌电信号随着肌肉疲劳质量下降导致评估效果变差的问题;

[0028] 7) 通过肌电/超声/FSR多模态传感可以实时评价电刺激的作用效果,继而在同一设备上自动调节电刺激的输出,维持肌肉状态变化情况下电刺激效果的稳定性;

[0029] 8) 集成包括肌电、A型超声、FSR多模态传感功能与功能性电刺激功能,可以根据实际使用场景单独使用某一功能,所有功能也可以配合使用,优化效果,提供灵活可选的功能。

[0030] 为实现上述目的,本发明提供了一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置,包括外壳、肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板,肌电采集/电刺激输出电路板连接高密度电极,A超信号采集电路板连接标准A型超声探头,FSR薄膜力传感器信号采集电路板连接FSR薄膜力传感器。

[0031] 进一步地,肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板均设置有主控芯片电路,其中一块电路板上的主控芯片电路控制其它两块电路板上的主控芯片电路功能的开启或关闭。

[0032] 进一步地,还包括开关、排母、排针、电池、电池接口、电源管理电路,电源管理电路设置于肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板三块电路板其中之一,开关控制整个硬件系统的上电,电池通过电池接口连接到电源管理电路,电源管理电路将输入的电源电压转换为需要用到的电压值,并通过排母和排针组合的方式,给其它两块电路板提供电源。

[0033] 进一步地,还包括通信电路,通信电路设置于肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板三块电路板其中之一,将三块电路板上的数字信号传输到上位机专用分析软件以供显示与处理。

[0034] 进一步地,肌电采集/电刺激输出电路板包括第一模式选择电路、第一通道选择电路、多通道肌电采集电路、多通道电刺激输出电路,第一模式选择电路控制高密度电极工作在肌电采集状态或电刺激状态,第一通道选择电路选择开启部分高密度电极。

[0035] 进一步地,肌电采集/电刺激输出电路板通过mini-HDMI接口连接到高密度电极。

[0036] 进一步地,A超信号采集电路板包括超声信号激励电路、回波信号处理电路、第二模式选择电路、第二通道选择电路,超声信号激励电路产生超声激励信号激励标准A型超声探头,标准A型超声探头产生超声波传播到人体,接收反射回来的超声回波信号,回波信号处理电路对超声回波信号进行处理,第二模式选择电路控制标准A型超声探头工作在超声激励状态或采集回波状态,第二通道选择电路选择开启部分标准A型超声探头。

[0037] 进一步地,超声信号激励电路通过SMA接口连接标准A型超声探头。

[0038] 进一步地,FSR薄膜力传感器信号采集电路板包括FSR传感器驱动电路、第三通道选择电路,FSR传感器驱动电路将FSR传感器的电阻变化转换为电压信号,第三通道选择电路选择开启部分FSR传感器。

[0039] 进一步地,FSR传感器驱动电路通过耳机口连接FSR传感器。

[0040] 本发明在硬件与软件层面集成了肌电采集、A超信号采集、FSR薄膜力传感器信号采集与表面电刺激输出的功能,可以选择单独工作的模式,也可以协同工作的模式,提供了灵活的功能选择。

[0041] 电刺激与多模态传感功能的集成,实现了多模态信号与电刺激的交互,为实现诸如通过肌电信号评价电刺激的效果,进而自动调节其参数等功能提供了可能。

[0042] 在硬件层面集成肌电采集与电刺激功能的同时,通过光耦隔离电路将电刺激电流与采集的肌电信号隔离,实现在硬件层面消减电刺激电流对肌电信号采集的影响,提高了肌电信号的质量。

[0043] 综合了肌电、超声、FSR的多模态传感系统,丰富了肌肉运动时采集的信号源,有效改进单一肌电信号作为信号源时,采集的信号随着肌肉疲劳而质量下降,导致评估效果变差的问题。

[0044] 利用高密度电极的优势,结合硬件隔离、软件滤波,使得在电刺激作用的同时可以利用紧邻的电极采集该部位肌电信号,同时高密度电极既可以作为采集电极,也可以作为刺激电极,得到充分利用。

[0045] 提供多种刺激电流波形输出,包括双相脉冲方波、以及新增的双相变脉宽方波与正弦波,缓解电刺激常引发的刺痛、振动甚至灼烧的不适感。上述几种波形可以混合配置使用。

[0046] 本发明采用三块单片机主从控制的方式,使得仅需要其中一个单片机与上位机通信,也就只需要一个通信模块,做到了硬件上的简化,同时保证了与上位机通信的高效;

[0047] 本发明采用三层电路板堆叠,使用同一块电池通过电源管理模块供电的方式,实现了设备的小型化、轻量化。同时三层电路板分别负责不同的功能,为后续开发与拓展提供了便利。

[0048] 相对于现有肌电采集与电刺激分开的技术方案,本发明将电刺激与多模态信号采集功能实现了硬件与软件上的集成,实现了设备小型化与使用便捷化,实现了同一设备上多模态传感信号与电刺激的交互。同时本发明集成了肌电、A型超声、FSR多模态传感功能与功能性电刺激功能,可以根据实际使用场景单独选用某一功能,多种功能也可以灵活配合使用,优化效果。

[0049] 相对于现有高密度电极单独用作肌电采集或者电刺激的技术方案,本发明中其既可以用作采集电极,又可以用作刺激电极,得到了充分利用。

[0050] 相对于现有的电刺激仪,本发明采用提供多种刺激电流波形输出的方案,包括最为基础的双相脉冲方波、以及新增的双相变脉宽脉冲方波与正弦波的方式,缓解了最为常用的双相脉冲方波电刺激常常会引发的刺痛、振动甚至灼烧的不适感。上述几种波形可以混合配置使用,针对性解决实际问题。

[0051] 相对于现有的肌电采集与电刺激集成设备,针对肌电采集效果受电刺激电流影响较大的问题,一方面本发明在硬件层面通过光耦隔离电路实现了电刺激电流与肌电信号的隔离;另一方面本发明使用了高密度电极,结合硬件隔离、软件滤波,使得在电刺激作用的同时可以利用紧邻的电极采集该部位肌电信号,对紧邻的多个电极采集的信号进行比较分析可以保证肌电信号的稳定性与可靠性。

[0052] 相对于现有的肌电采集与电刺激集成设备,针对肌电采集效果随使用时间增加,肌肉疲劳慢慢变差的问题,本发明集成了A型超声与FSR信号采集功能,用以在肌肉疲劳、肌电信号可靠性降低的情况下提高整体信号的质量,为对肌肉的运动效能与状态提供长久可靠的评估提供了可能。

[0053] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明,以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

附图说明

[0054] 图1是本发明的一个较佳实施例的控制器硬件系统示意图;

[0055] 图2是本发明肌电采集/电刺激输出电路板原理图;

[0056] 图3是本发明超信号采集电路板原理图;

[0057] 图4是本发明FSR薄膜力传感器信号采集电路板原理图;

[0058] 图5是本发明控制器硬件系统结构图;

[0059] 图6是本发明多模态信号采集界面示意图;

[0060] 图7是本发明电流输出配置界面示意图。

[0061] 其中,1-开关,2-耳机口,3-FSR薄膜力传感器信号采集电路板,4-A超信号采集电路板,5-SMB接口,6-mini-HDMI接口,7-状态指示灯,8-肌电采集/电刺激输出电路板,9-排母,10-排针,11-铜柱,12-电池,13-电池接口。

具体实施方式

[0062] 以下参考说明书附图介绍本发明的多个优选实施例,使其技术内容更加清楚和便于理解。本发明可以通过许多不同形式的实施例来得以体现,本发明的保护范围并非仅限于文中提到的实施例。

[0063] 在附图中,结构相同的部件以相同数字标号表示,各处结构或功能相似的组件以相似数字标号表示。附图所示的每一组件的尺寸和厚度是任意示出的,本发明并没有限定每个组件的尺寸和厚度。为了使图示更清晰,附图中有些地方适当夸大了部件的厚度。

[0064] 如图1所示,为本发明的一个较佳实施例的控制器硬件系统示意图。控制电路部分采用三块电路板组合的方式实现,分别为肌电采集/电刺激输出电路板8、A超信号采集电路板4、FSR薄膜力传感器信号采集电路板3。每个电路板都通过规范的接口与特定传感器连接:肌电采集/电刺激输出电路板8通过mini-HDMI接口6连接到高密度电极,A超信号采集电路板4通过标准SMB接口5连接到标准A型超声探头,FSR薄膜力传感器信号采集电路板3通过标准3.5mm耳机口2连接到FSR薄膜力传感器。除此之外,硬件系统还包括开关1、状态指示灯7、排母9、排针10、铜柱11、电池12以及电池接口13。开关1控制整个硬件系统的上电,状态指示灯7可以指示多种工作状态,例如肌电/超声/FSR采集,以及电刺激输出等不同工作状态。

[0065] 电池12通过电池接口13连接到肌电采集/电刺激输出电路板8、A超信号采集电路板4、FSR薄膜力传感器信号采集电路板3这三块电路板的其中一块,通过其上集成的电源管理电路将输入的电源电压转换为需要用到的电压值,并通过排母9和排针10组合的方式给其它两块电路板提供电源。本实施例中,电源管理电路集成在肌电采集/电刺激输出电路板8上。

[0066] 如图2所示,为肌电采集/电刺激输出电路板8的原理图,控制肌电的采集与电刺激输出及其参数的配置。该电路板除了电源管理电路外,其上还分布有主控芯片电路、模式选择电路、通道选择电路、多通道肌电采集电路、多通道电刺激输出电路。模式选择电路与通道选择电路共同控制电极的工作状态,并通过指示灯显示当前工作状态。肌电采集、电刺激输出分别通过多通道肌电采集电路、多通道电刺激输出电路工作。

[0067] 该电路由一块高性能单片机(STM32F1系列)控制,肌电的采集使用了高灵敏度的生物电信号采集芯片(ADS129x系列),电刺激采用恒流源电路输出,并且采集和输出都配备了通道选择的功能。对高密度电极的每一个通道,都可以完成肌电采集或者电刺激输出某一状态的配置,模式选择的功能负责选择其工作状态,肌电采集工作状态与电刺激工作状态都有对应的状态指示灯。

[0068] 如图3所示,为A超信号采集电路板原理图。A超信号采集电路板4控制A型超声信号的采集。该电路板同样由高性能单片机(STM32F1系列)控制,主要包括主控芯片电路、超声信号激励电路、回波信号处理电路、模式切换电路与通道选择电路,各电路需要的电压由图1所示的排母9和排针10由肌电采集/电刺激输出电路板8引入。主控芯片电路控制超声信号激励电路产生高压超声激励信号,通过SMA接口5传输以激励标准A型超声探头,产生超声波并传播到人体,再由探头接收反射回来的超声回波信号,并由回波信号处理电路将超声回波信号进行滤波、放大、模数转换等处理后,发送到上位机进行处理分析。模式选择电路负责控制标准A型超声探头是工作在超声激励状态或者采集回波状态,通道选择电路负责选择开启部分超声通道。

[0069] 如图4所示,为FSR薄膜力传感器信号采集电路板原理图。FSR薄膜力传感器信号采集电路板3控制FSR薄膜力传感器信号的采集。该电路由一块单片机(STM32F1系列)控制,该板上的单片机还控制其他两块电路板上功能的开启或关闭,相当于是三块电路板上的三块单片机中的主机,其他两块相当于从机。当然,主机也可以配置为在肌电采集/电刺激输出电路板或A超信号采集电路板上,此时其它两块电路板上的单片机为从机。

[0070] 该电路板上分布有主控芯片电路,FSR传感器驱动电路,通道选择电路与通信电路,各电路所需的电源由图1所示的排母9和排针11由其他电路板引入。FSR传感器驱动电路将由3.5mm耳机口2连接的FSR传感器的电阻变化转换为电压信号,电压信号由单片机的ADC转换得到数字信号。

[0071] 肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板共用一个通信电路,设置在三块电路板之一,本实施例设置在FSR薄膜力传感器信号采集电路板上。

[0072] 通信电路将数字信号传输到上位机专用分析软件以供显示与处理。通信电路包含有线与/或无线通信方式。有线通信方式使用单片机串口转USB的方式连接到上位机,无线通信方式通过WIFI模块与上位机进行通信。

[0073] 如图5所示,为控制器硬件系统结构图。硬件系统将三块电路板,即肌电采集/电刺激输出电路板8、A超信号采集电路板4、FSR薄膜力传感器信号采集电路板3集成起来。每一块电路板都由单片机单独控制,FSR薄膜力传感器信号采集电路板3上的单片机相当于三块电路板中的主机,其它两块电路板上的单片机为从机,控制信号通过排母9与排针10在各层电路板之间传递。同样所有电路板共用同一电源管理电路,各电路所需的电压同样通过排

母9和排针10传递到其余两块电路板。

[0074] 如图6所示,为多模态信号采集界面示意图。与硬件配套的有相应的上位机软件,使用图形化的用户界面可以方便地选择工作模式,如肌电信号、超声信号、FSR信号的单独或多模态采集、是否附加电刺激的输出、以及选择工作的通道。根据不同的工作模式,上位机界面分区为肌电采集界面、超声信号界面、FSR信号界面、电刺激参数配置及刺激电流显示界面等。

[0075] 如图7所示,为与电刺激配置相关的界面。可以手动调节刺激电流的输出方式,包括输出波形、输出电流的幅值、频率(周期)、占空比等参数。典型的输出波形包括方波、双相脉冲方波、双相变脉宽脉冲方波、正弦波等,可以通过上位机软件调节频率(周期)、幅值、占空比、脉宽变化周期等。软件的信号采集界面可以控制工作模式以及选择各个模式下指定通道的开启或关闭。当传感信号采集与电刺激输出同时工作时,还可以选择采用传感信号作为反馈,自动调节电刺激的输出参数及工作模式。

[0076] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解,本领域的普通技术无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域中技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

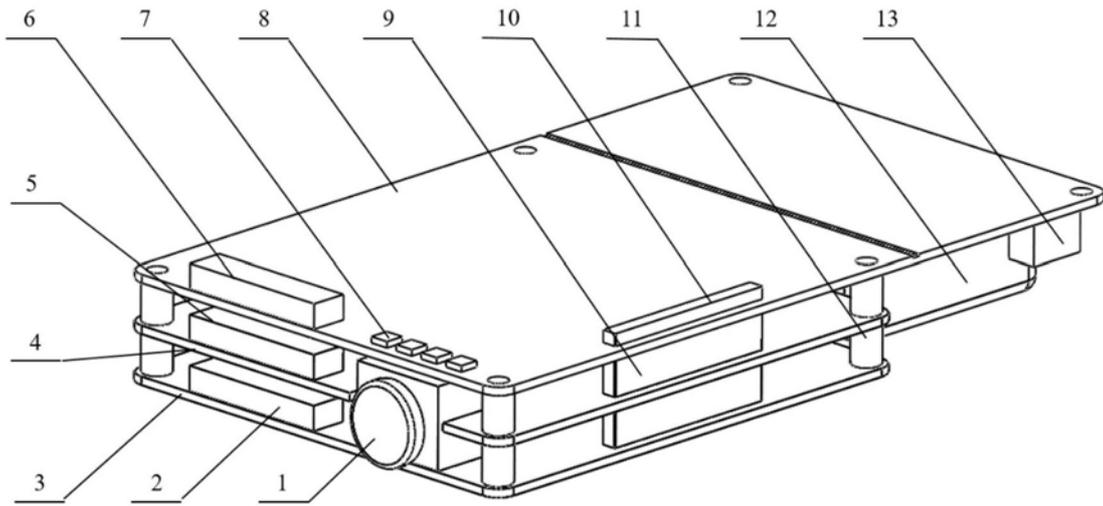


图1

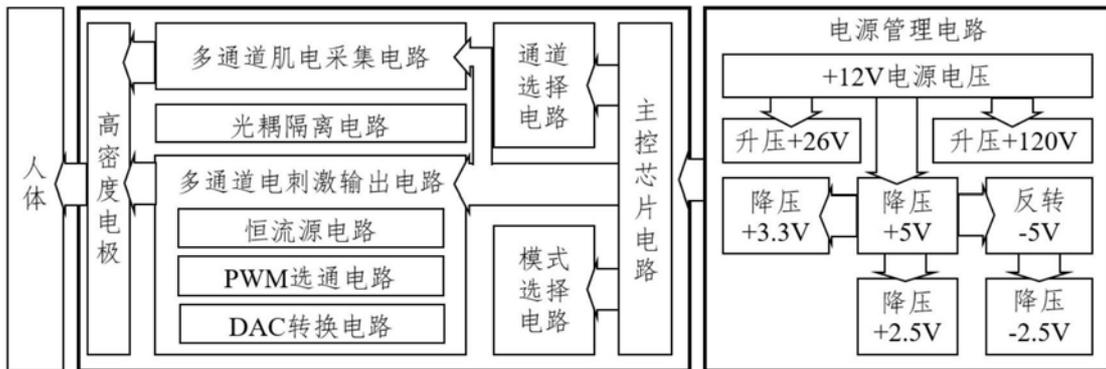


图2

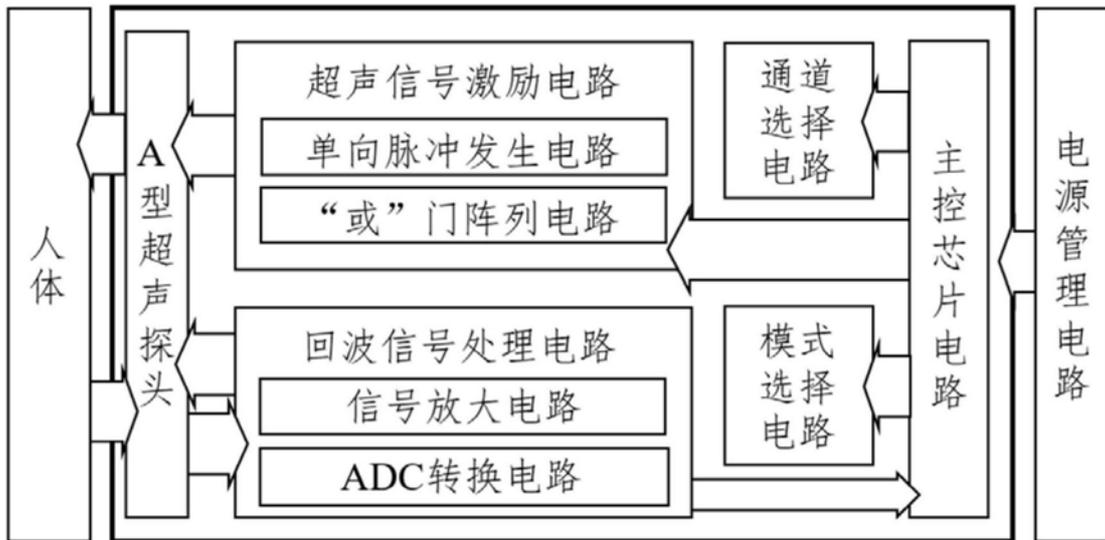


图3

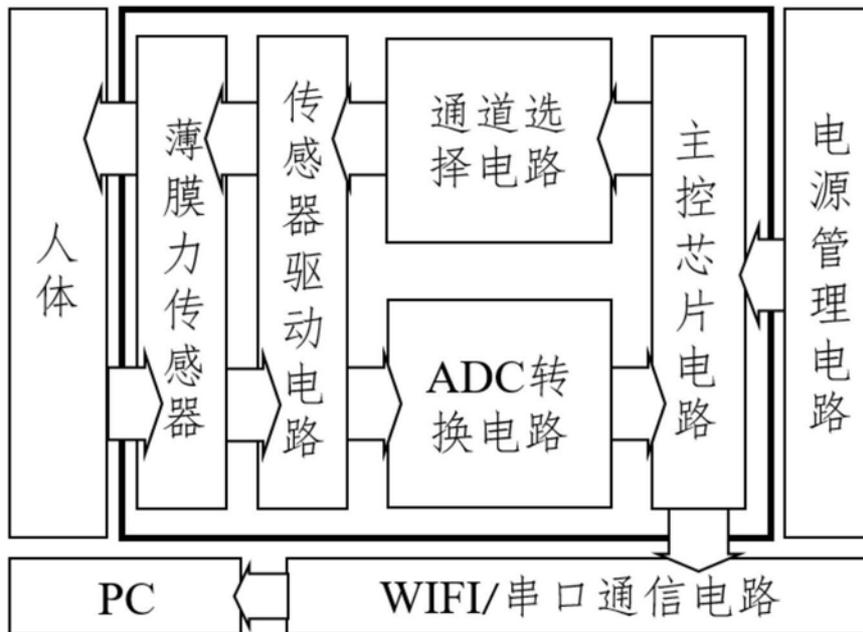


图4

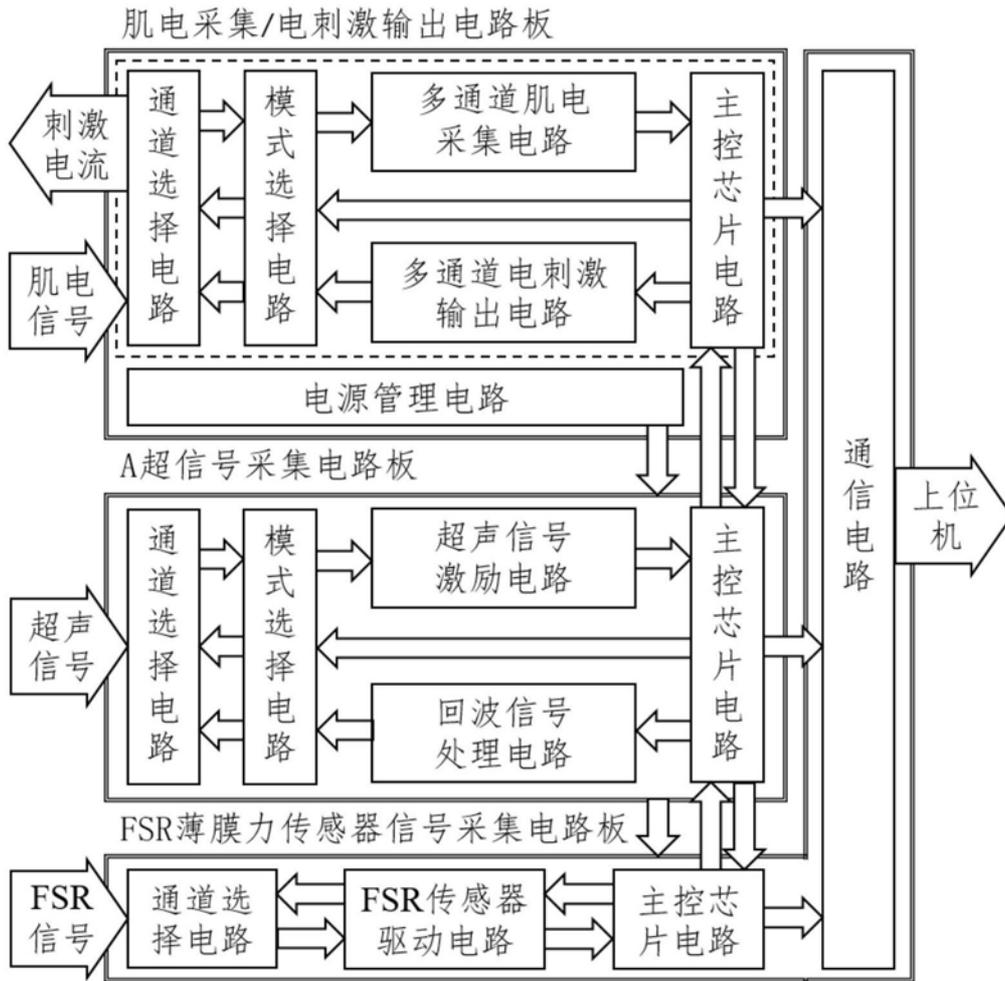


图5

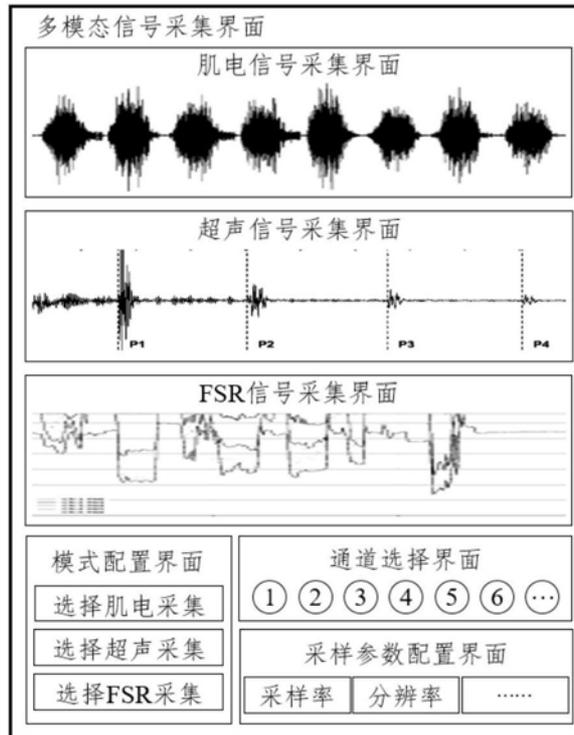


图6

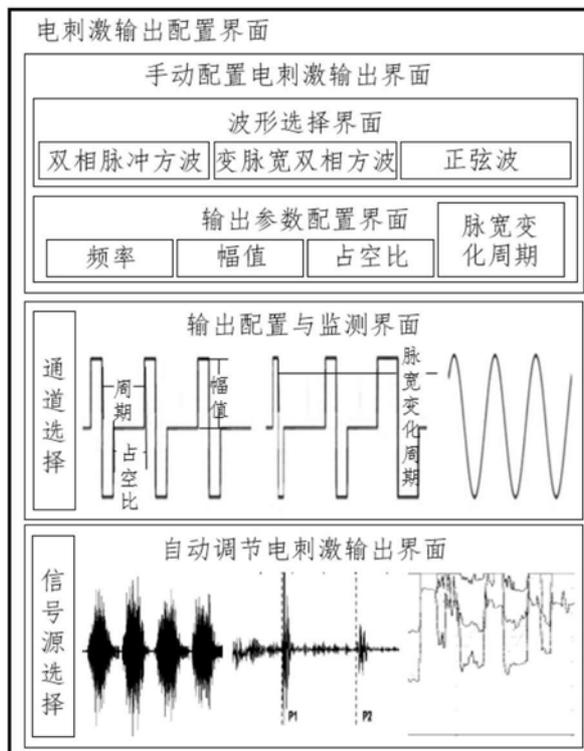


图7

专利名称(译)	一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置		
公开(公告)号	CN110420384A	公开(公告)日	2019-11-08
申请号	CN201910796160.4	申请日	2019-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	刘洪海 周宇 杨兴晨 曾嘉		
发明人	刘洪海 杨亦诚 周宇 杨兴晨 曾嘉		
IPC分类号	A61N1/36 A61N1/04 A61B5/00 A61B5/0488 A61B5/0492 A61B5/22 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0488 A61B5/0492 A61B5/22 A61B5/4836 A61B5/4848 A61B8/48 A61N1/0476 A61N1/36031		
代理人(译)	郑立		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多模态信号采集的高密度电极电刺激装置，属于医疗器械领域，包括肌电采集/电刺激输出电路板、A超信号采集电路板、FSR薄膜力传感器信号采集电路板，分别连接高密度电极、A型超声探头和FSR薄膜力传感器。三块电路板都设置主控芯片电路，配置为主从工作模式。三块电路板共用电源管理电路和通信电路，设置在三块电路板其中之一。本发明在软硬件层面集成了肌电信号采集、A型超声信号采集、FSR薄膜力传感器信号采集与电刺激输出，它们既可以单独，也可以协同工作，实现多模态传感、自反馈功能性电刺激等多种功能。

